

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局



(43) 国際公開日
2001 年 11 月 8 日 (08.11.2001)

PCT

(10) 国際公開番号
WO 01/83030 A1

(51) 国際特許分類⁷: A61N 5/06, A61F 9/00, A61B 18/20

(21) 国際出願番号: PCT/JP01/03633

(22) 国際出願日: 2001 年 4 月 26 日 (26.04.2001)

(25) 国際出願の言語: 日本語

(26) 国際公開の言語: 日本語

(30) 優先権データ:
特願2000-127880 2000 年 4 月 27 日 (27.04.2000) JP

(71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): 浜松ホトニクス株式会社 (HAMAMATSU PHOTONICS K.K.) [JP/JP]; 〒435-8558 静岡県浜松市市野町1126番地の1 Shizuoka (JP).

(72) 発明者; および

(75) 発明者/出願人 (米国についてのみ): 藤坂紳一 (FUJISAKA, Shinichi) [JP/JP]. 宮木末雄 (MIYAKI, Sueo) [JP/JP]. 原 勉 (HARA, Tsutomu) [JP/JP]. 市江更治 (ICHIE, Koji) [JP/JP]; 〒435-8558 静岡県浜松市市野町1126番地の1 浜松ホトニクス株式会社内 Shizuoka (JP).

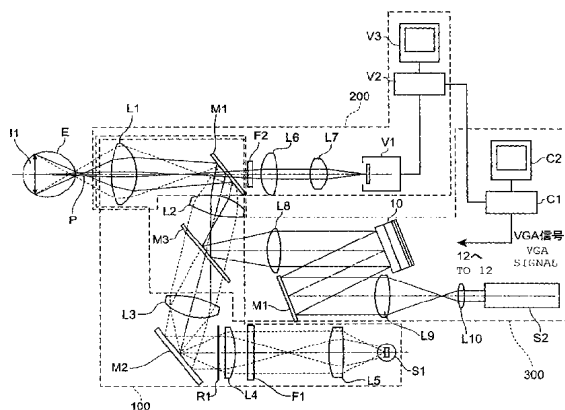
(74) 代理人: 長谷川芳樹, 外 (HASEGAWA, Yoshiki et al.); 〒104-0061 東京都中央区銀座二丁目6番12号 大倉本館 創英国際特許法律事務所 Tokyo (JP).

(81) 指定国 (国内): AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EE, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, KE, KG, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NO, NZ, PL, PT, RO, RU, SD, SE, SG, SI, SK, SL, TJ, TM, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VN, YU, ZA, ZW.

[続葉有]

(54) Title: LASER TREATMENT APPARATUS

(54) 発明の名称: レーザ治療装置



(57) Abstract: A laser treatment apparatus, wherein a laser light source (S2) for projecting a laser beam (LR) to a spatial light modulator (SLM) (11) is provided and optical systems are arranged so that the laser beam reflected from the SLM (11) is projected into a region to be treated. Since the reflectance with respect to the laser beam is sufficiently higher than that of when a transmission element is used, high efficient laser beam projection can be done. A pre-determined pattern written in the SLM (11) is preferably a hologram pattern.

(57) 要約:

本装置は、空間光変調器 (S L M) 1 1 にレーザ光 L R を照射するレーザ光源 S 2 を備えており、S L M 1 1 によって反射されたレーザ光が被治療領域内に照射されるように各光学系を配置している。本構成を用いた場合、レーザ光の反射率を、透過型の素子を用いた場合よりも十分に高くすることができるので、高効率でレーザ光照射を行うことができる。S L M 1 1 には所定のパターンが書き込まれるが、これはホログラムパターンであることが好ましい。

WO 01/83030 A1



(84) 指定国 (広域): ARIPO 特許 (GH, GM, KE, LS, MW, MZ, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZW), ユーラシア特許 (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), ヨーロッパ特許 (AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE, TR), OAPI 特許 (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:
— 国際調査報告書

2 文字コード及び他の略語については、定期発行される各 *PCT* ガゼットの巻頭に掲載されている「コードと略語のガイダンスノート」を参照。

明細書

レーザ治療装置

技術分野

5 本発明は、光線力学的療法（P D T）等のレーザ治療の分野で用いられるレーザ治療装置に関する。

背景技術

0 近年の光技術の進歩に伴い、光線力学的療法（P D T）が注目されている。P D Tとは、増殖性組織への特異的集積性を持つ光感受性物質とレーザとを組み合わせた治療法であり、患部（病変部）にレーザ光を照射することにより、熱的影響なしに腫瘍組織や新生血管を選択的に壊死或いは閉塞させることができる。例えば、ある種の光感受性物質をあらかじめ患者に投与しておき、患部にレーザ光をあてると、正常細胞は影響を受けずに腫瘍細胞だけが死滅する。また、レーザ光の形状を制御することにより、照射領域を患部のみに制限することも行われている。

5 特開平 6 - 6 3 1 6 4 号公報に記載のレーザ治療装置は、レーザ光の形状を制御することが可能であり、P D Tに用いられる。同公報に記載の装置は、励起用レーザ光を生体に照射することにより生体内で発生する蛍光像を撮像し、得られた蛍光像から患部の形状を特定し、その形状通りに液晶シャッターの光透過領域を設定し、しかる後、処置用レーザ光を液晶シャッターを介して患部に照射する。

0 液晶シャッターは、その配向方向が印加電圧に応じて変化するネマチック液晶等を有しており、印加電圧を調整することで、液晶に入射する直線偏光のレーザ光の透過率を制御することができる。

発明の開示

5 しかしながら、上記公報に記載の装置においては、液晶シャッターを透過させることによってレーザ光の形状を制御しているため、直線偏光のレーザ光で 5 0 %、無偏光のレーザ光で 2 5 % 程度の透過率しか得られない。本発明は、この

ような課題に鑑みてなされたものであり、高効率でレーザー光を照射可能なレーザー治療装置を提供することを目的とする。

上記課題を解決するため、本発明のレーザー治療装置は、被治療領域内にレーザー光を照射するレーザー治療装置において、所定のパターンが表示される反射型の空間光変調器と、空間光変調器にレーザー光を照射するレーザー光源と、空間光変調器によって反射されたレーザー光が被治療領域内に照射されるように配置された光学系とを備えることを特徴とする。

本構成を用いた場合、レーザー光の反射率を、透過型の素子を用いた場合よりも十分に高くすることができるので、高効率でレーザー光照射を行うことができる。

この所定のパターンは、空間光変調器によって反射されたレーザー光が被治療領域において被治療領域の像と同じ形状となるように設定されたホログラムパターンであることが好ましく、この場合には全反射レーザー光を有効利用することができる。

図面の簡単な説明

図 1 A、図 1 B はレーザー治療装置主要部の説明図である。

図 2 は実施形態に係るレーザー治療装置のシステム構成図である。

図 3 は通常光による眼底像の図である。

図 4 は眼底の蛍光像の図である。

図 5 は図 4 の画像を処理した後の画像を示す図である。

図 6 は図 5 の画像を利用して変調を施した後のレーザー光の光束パターンを示す図である。

図 7 は眼底の蛍光像（新生血管領域を中心に誘導したもの）の図である。

図 8 はズーム後の眼底の蛍光像の図である。

図 9 は図 8 の画像を処理した後の画像を示す図である。

図 10 は図 9 の画像を利用して変調を施した後のレーザー光の光束パターンを示す図である。

図 1 1 は実施形態に係るレーザ治療装置（光ファイバを用いた場合）のシステム構成図である。

図 1 2 は実施形態に係るレーザ治療装置（フリップミラーを用いた場合）のシステム構成図である。

5 図 1 3 は S L M 及び L C D の構造について説明するための説明図である。

発明を実施するための最良の形態

以下、実施の形態に係るレーザ治療装置について説明する。なお、同一要素には、同一符号を用い、重複する説明は省略する。本装置は、反射型の空間光変調器（S L M）と液晶表示器（L C D）とを備えている。まず、S L M 及び L C D
10 について説明する。

図 1 3 は S L M 及び L C D の構造について説明するための説明図である。

S L M 1 1 は、電気光学的に二次元画像を実時間で記録・再生・消去する素子であり、光情報の並列処理能力に優れることで知られている。S L M 1 1 は、透明電極 1 1 E がそれぞれ向き合うように形成された 2 枚の透明基板 1 1 S を備えている。透明基板 1 1 S 間に液晶層 1 1 C を配置し、光センサ膜 1 1 L を液晶層
5 1 1 C に接触又は近接させて設ける。更に、液晶層 1 1 C の一側面側には誘電体ミラー 1 1 M が設けられる。すなわち、S L M 1 1 においては、透明基板 1 1 S 間に 5 つの層が配置されている。

L C D 1 2 は、透明基板 1 2 S 間に液晶層 1 2 C を配置し、液晶層 1 2 C の一
10 方面側に透明電極 1 2 E を設け、他方面側に薄膜トランジスタ（T F T）等のアドレス指定素子 1 2 A を配置したものである。なお、上記透明電極は I T O（Indium Tin Oxide）等からなる。次に、これらの動作について説明する。

L C D 1 2 は、アドレス指定素子 1 2 A により指定されたアドレスの画素電極（T F T）に所定電位を与える。指定された画素電極と透明電極 1 2 E との間に
15 印加された電圧により、液晶層 1 2 C の配向状態を変化させる。アドレス指定素子 1 2 A は、所望の画像を構成する画素の輝度に応じた電位を、L C D 1 2 にお

いて対応する画素電極に与える。これにより、所望の画像の各画素の輝度に応じて液晶層 1 2 C の画素対応部位の配向状態が変化し、L C D 1 2 に書き込み光を照射した場合には、液晶層 1 2 C の配向状態によって表示される所望の画像が L C D 1 2 から出力される。L C D 1 2 から出力される画像を書き込み光とする。

- 5 S L M 1 1 における液晶層 1 1 C に、これを挟む透明電極 1 1 E によって電圧を印加しておき、所望の画像情報を含む書き込み光を S L M 1 1 に照射すると、光センサ膜 1 1 L における光照射領域のインピーダンスが低下するため、入力画像の各画素の輝度に対応して液晶層 1 1 C に印加される電圧が変化し、L C D 1 2 の表示画像が S L M 1 1 に書き込まれることとなる。なお、この書き込みは、
- 0 S L M 1 1 にとっては画像の表示を意味する。

S L M 1 1 に書き込まれた画像の各画素の輝度に応じて液晶層 1 1 C の透過光量が異なるので、S L M 1 1 に読み出し光を液晶層 1 1 C に照射すると、その液晶層 1 1 C によって画素毎に輝度変調され、誘電体ミラー 1 1 M によって反射され、照射方向とは逆方向に輝度変調された光が出力される。以上のようにして、

5 L C D 1 2 の表示像は S L M 1 1 に書き込まれ、しかる後、S L M 1 1 に読み出し光を照射することによって、画素毎に輝度変調された反射光が被治療領域に照射される。なお、レーザ光の偏光方位は上記の如く機能するように設定される。

次に、上記 S L M 1 1 及び L C D 1 2 を用いたレーザ治療装置について説明する。

- 0 図 1 A. 図 1 B は、レーザ治療装置主要部の説明図である。この装置は上記 S L M 1 1 及び L C D 1 2 を含む S L M モジュール 1 0 を備えている。

- S L M モジュール 1 0 は、L C D 結合型の反射型 S L M モジュールであり、
- (A) 光アドレス型平行配向液晶 (P A L) - S L M 1 1、(B) 電気アドレス型 L C D 1 2、(C) L C D 1 2 に表示された画像を P A L - S L M 1 1 に書きこむ
- 5 ための書き込み用半導体レーザ 1 4、及び (D) 半導体レーザ 1 4 から出射された書き込み用レーザ光を平行光束にして L C D 1 2 上に導くためのコリメート光

学系 15 を備えており、SLM 11 で反射されたレーザ光は結像光学系 16 によって被治療領域上に結像させられる。なお、同図においては、コリメート光学系 15 を単レンズとして略記しているが、コリメート光学系 15 は実際には収差等を補正するためのレンズ群からなる。

5 PAL-SLM 11 を構成する一方の光透過性基板 11 S を光ファイバプレート（ファイバ・オプティック・プレート（FOP））等の光学像伝送素子 11 S に置き換え、LCD 12 とファイバプレート 11 S の間隔を適当に設定することで、LCD 12 に表示された画像情報だけを伝送し、LCD 12 の画素構造は除去している。

0 LCD 12 には、コンピュータ等からVGA規格の画像信号が入力され、半導体レーザ 14 からのレーザ光（＝書き込み光）LWがLCD 12 に照射されることにより、そのデータがPAL-SLM 11 に書き込まれる。

5 図 1 A に示すように、書き込まれるデータが通常の画像の場合（この例では中央に三角形を表示したグラフィック画像）、PAL-SLM 11 に外部からのレーザ光（＝読み出し光）LRを照射すると、この画像の強度情報に応じた空間的な強度変調が施される。すなわち、SLMモジュール 10 は読み出し光LRに対する可変マスク処理手段として働く。

0 本例では、読み出し光LRは、PAL-SLM 11 で反射され、レンズ 16 を介し、中央に三角形のパターンを残して、その他の領域の強度は 0 である反射光像（投影パターン）LIとして被治療領域上に結像する。

5 また、図 1 B に示すように、目的とするパターン（この例では星型）のフーリエ変換ホログラムを例えばシミュレーテッド・アニーリング法により計算機で合成し、そのホログラムをSLMモジュール 10 に書き込むこともできる。PAL-SLM 11 に、読み出し光LRを照射すると、上記計算機合成ホログラムに応じた位相変調が施される。

図 1 A の方法において、PAL-SLM 11 を強度変調素子として用いたが、

この方法では位相変調素子として用いることで、読み出し光L Rのすべての光量を、目的とするパターンに集中できるので、強度損失を最低限に抑えてレーザ光を有効に利用することができる。本例では、読み出し光L Rは、P A L - S L M 1 1で反射され、レンズ1 6を介し、すべての光束が星型パターンの領域に集中した反射光像L Iとして被治療領域上に結像する。なお、この方法ではレンズ1 6はフーリエ変換レンズとして機能する。

以下の実施形態では、S L M 1 1に、後者の計算機合成ホログラム（ホログラムパターン）を書き込む方法について、最初に詳述する。本例では、上記レーザ光照射装置を眼科におけるレーザ治療装置に応用した場合を示す。

ここでは、加齢黄斑変性症（AMD）等に伴う増殖性の新生血管を、光線力学的療法（P D T）により閉塞させる治療を想定する。P D Tは、増殖性組織への特異的集積性を持つ光感受性物質とレーザとを組み合わせた治療法であり、熱的影響なしに腫瘍組織や新生血管を選択的に壊死或いは閉塞させることができる。

図2は実施形態に係るレーザ治療装置のシステム構成図である。本眼科用レーザ治療装置は、被検眼Eの眼底を照明するための照明系1 0 0を備えている。照明系1 0 0はハロゲンランプ等の光源S 1と照明用光学系を含んでいる。光源S 1の前面には、光軸に沿って、レンズL 5、励起フィルタF 1、レンズL 4、リングスリットR 1及びミラーM 2が配列されており、励起フィルタF 1は必要に応じて光路内に着脱できるよう取り付けられている。

励起フィルタF 1には、後述する光感受性物質の吸収ピーク波長を含む透過波長特性を持つ干渉フィルタが選択される。また、ミラーM 2で反射された光の光軸に沿って、レンズL 3、ハーフミラーM 3、レンズL 2及びミラーM 1が配列されている。

ミラーM 1は、中心部には後述するレーザの波長のみ反射する膜がコーティングされており、それ以外の部分には通常ミラーとしてのコーティングが施されており、さらに裏面には反射防止膜コーティングが施されている。ミラーM 1及

びリングスリット R 1 は、被検眼 E の瞳とほぼ共役な位置になるように配置されている。ミラー M 1 で反射された光の光軸上には対物レンズ L 1 が配置されている。

5 照明系 100 において、光源 S 1 から出射された光はレンズ L 5、励起フィルタ F 1、レンズ L 4 及びリングスリット R 1 を経由してミラー M 2 に入射する。ミラー M 2 で反射された光は、レンズ L 3 及びハーフミラー M 3 を経由し、レンズ L 2 で集光されてミラー M 1 に入射する。ミラー M 1 で反射された光は、対物レンズ L 1 で集光され、被検眼 E の瞳の位置に結像して瞳孔の周辺部から眼底を一様に照射する。

10 本眼科用レーザ治療装置には、被検眼 E の眼底の新生血管を観察するための観察用光学系、カメラコントローラ V 2 及びモニタ V 3 を有する観察系 200 が備えられている。この観察用光学系では、光源 S 1 により照明された被検眼 E の眼底からの反射光の光軸に沿って、前述の照明系 100 の一部をなす対物レンズ L 1 及びミラー M 1 の他、バリアフィルタ F 2、レンズ L 6、レンズ L 7 及びビデオカメラ V 1 が配列されている。

5 バリアフィルタ F 2 は、励起フィルタ F 1 を透過した光（励起光）をカットし、後述する光感受性物質からの蛍光を透過させるものであり、必要に応じて光路内に着脱できるよう取り付けられている。このバリアフィルタ F 2 は、上述のように励起光をカットするものを用いるため、使用するレーザ光源 S 2 や光感受性物質に合せて選択される。

10 また、本実施例ではビデオカメラ V 1 として CCD カメラを使用する。CCD カメラ V 1 はカメラコントローラ V 2 に接続されており、カメラコントローラ V 2 はモニタ V 3 に接続されている。また、カメラコントローラ V 2 は後述する画像処理装置 C 1 に接続されている。

5 観察系 200 において、被検眼 E が所定位置に配置されると、光源 S 1 により照明された光が被検眼 E の眼底にて反射されるようになっている。この反射光は、

対物レンズL 1、ミラーM 1、バリアフィルタF 2及びレンズL 6を経由し、レンズL 7で集光されてCCDカメラV 1の受光面で結像する。CCDカメラV 1で受光された眼底像は、カメラコントローラV 2を経由してモニタV 3で観察されることとなる。この時、観察系2 0 0では上述のようなバリアフィルタF 2を用いているため、バリアフィルタF 2を通して蛍光のみが透過し、眼底の蛍光を発する部分、すなわち、光感受性物質の存在する部分が明るく観察される。

さらに、本眼科用レーザー治療装置には、被検眼Eの眼底にレーザー光を照射するための投光用光学系、レーザー光源S 2、SLMモジュール1 0、画像処理装置C 1及びモニタC 2を有する投光系3 0 0が備えられている。

レーザー光源S 2は、後述する光感受性物質の吸収ピーク波長に合わせて適宜選択されるが、本例では、レーザー光源S 2として半導体レーザーを使用する。半導体レーザーを用いることによって、装置をコンパクトでかつ低コストにすることができる。半導体レーザーS 2から出射されたレーザー光の光軸に沿って、レンズL 1 0、レンズL 9及びミラーM 4が配列されている。

ミラーM 4で反射されたレーザー光は、SLMモジュール1 0に入射する（この図ではSLMモジュール1 0の書き込み光学系を省略してある）。SLMモジュール1 0のLCD 1 2には画像処理装置C 1からのVGA信号が入力されている。SLMモジュール1 0で反射されたレーザー光の光軸に沿って、レンズL 8及びハーフミラーM 3が配列されている。ハーフミラーM 3で反射されたレーザー光の光軸に沿って、レンズL 2及びミラーM 1が配列されている。ミラーM 1で反射されたレーザー光の光軸上には対物レンズL 1が配置されている。レンズL 2、ミラーM 1及び対物レンズL 1は、上述した照明系1 0 0の一部をなすものである。

SLMモジュール1 0から出射されたレーザー光は、レンズL 8を経由してハーフミラーM 3で反射され、レンズL 2を経由してミラーM 1に入射する。ミラーM 1で反射されたレーザー光は対物レンズL 1で集光され、レーザー光の元々の（変調が施されていないと仮定した場合の）光束パターンが、被検眼Eの眼底にI 1

として結像する（後述する図6を参照）。この時、光束パターンI1は、観察系200による眼底の観察領域と一致する。また、レーザ光が集束する位置Pは、被検眼Eの角膜よりできるだけ外側に位置するように設計されている。

次に、以上のように構成された眼科用レーザ治療装置の操作手順を説明する。

- 5 まず、被検者に特定の光感受性物質を予め静脈内注射（以下、静注）しておく。この光感受性物質としては種々のものが考えられるが、本例では、ATX-S10（光ケミカル研究所）を使用する。

ATX-S10は、新生物質に特異的に集積して蛍光を発するという特徴を有するものである。ATX-S10は、吸収ピーク波長を670nmに持ち、励起光の波長を670nmとした場合、700nm付近に蛍光が現れる。また、治療用の上記半導体レーザS2には波長670nm、出力数十mW～数百mWのものが選択される。

- 0 ATX-S10を被検者に静注したら、ATX-S10が新生血管に集積するまで30分～2時間程度待機する。所定時間待機したら、被検眼Eを装置の所定位置に配置する。そして、励起フィルタF1及びバリアフィルタF2を光路内に入れない状態で光源S1をオンし、図3に示すように被検眼Eの眼底像がピントの合った状態でモニタV3にて観察できるように装置のセッティングを行う。

ここで観察された通常光による眼底像を画像処理装置C1を経由してモニタC2にも表示させ、画像処理装置C1に保存することも可能である。

- 0 装置のセッティングを行った後、ATX-S10に適した励起フィルタF1及びバリアフィルタF2を選択し、これらを光路内に挿入する。波長670nmの光を透過させる励起フィルタF1により、光源S1からの光はATX-S10の励起光として作用し、波長670nmの光を透過させるバリアフィルタF2により、ATX-S10が集積している新生血管の蛍光のみが抽出されてモニタV3上に表示される（図4）。

眼底の蛍光像が表示されたら、画像処理装置C1でこの画像をフリーズしてモ

ニタ C 2 に表示させる。そして、画像処理装置 C 1 の画像処理機能を用いて、眼底の蛍光を発している領域すなわち新生血管領域 N の境界を抽出し、新生血管領域 N 以外の画素データは消去する（図 5）。

5 その際、必要であればマウス等の入力手段を用いて、境界等の修正をマニュアルで行う。また、上記画像処理機能を用いて、新生血管領域 N の輝度の強調や二値化、境界の太め処理等を行うことも可能である。こうして得られた画像処理後の蛍光像は画像処理装置 C 1 に保存される。なお、モニタ V 3 には画像処理が施されていない眼底像が引き続きリアルタイムで表示されている。

0 なお、新生血管領域 N、すなわち被治療領域は眼底 E に含まれる領域であり、レーザ光が照射される領域でもある。また、このレーザ光照射領域は、被治療領域よりも僅かに大きくすることもできる。

5 画像処理装置 C 1 及びモニタ C 2 を用いて眼底の蛍光像に種々の画像処理を行った後、引き続き画像処理装置 C 1 によって画像処理後の蛍光像のホログラム（図示しない）を合成し、この画像データを V G A 信号として出力する。次に、S L M モジュール 1 0 の電源をオンする。

0 S L M モジュール 1 0 の L C D 1 2 には画像処理装置 C 1 からの V G A 信号が入力されているので、書き込み用半導体レーザ 1 4 によって上記ホログラムが書き込まれる（図 1 参照）。なお、半導体レーザ 1 4 は、図 2、図 1 1、図 1 2 内には示していない。次に、半導体レーザ S 2 をオンしてレーザ光を出射させる。レーザ光は、前述のように S L M モジュール 1 0 によって位相変調を施され、被検眼 E の眼底に結像・照射される（図 6）。

5 この時、レーザ光の元々の（変調が施されていないと仮定した場合の）光束パターン I 1 は眼底の観察領域に一致し、S L M モジュール 1 0 で設定された照射領域 I 2 は新生血管領域 N の位置及び形状に一致して照射されることとなる。レーザ光の強度は新生血管領域 N に集中し、それ以外の正常眼底部分には強度を持たないので、正常眼底部に影響を与えることはない。このように、新生血管に取

り込まれたATX-S10と、レーザ光とが特異的に光化学反応を起こす結果、新生血管のみが確実に壊死または閉塞される。

5 なお、モニタV3上に表示されている眼底像の観察等によって、レーザ光照射中に被検眼Eが動いたことに気付いた場合には、一旦、半導体レーザS2をオフ
する。そして、画像処理装置C1によって、モニタC2上に現在の眼底像を表示
させ、そこに先ほど保存しておいた画像処理後の蛍光像を重ね合わせて現在の眼
底像への位置合わせを行い、現在の眼底像の表示を消去する。そして、改めて画
像処理後の蛍光像のホログラムを合成し、SLMモジュール10への書き込みを行
った後、半導体レーザS2をオンすれば、新生血管領域Nに一致したレーザ光
照射を再開することができる。

0 以上の説明では、新生血管領域Nが被検眼Eの眼底に1つしかない場合を想定した。一方、新生血管領域Nが複数存在している場合でも、SLMモジュール10で複数の照射領域を設定できるので、上記と同じ1サイクルの手順内で複数の新生血管領域Nを同時に治療することができる。

5 また、前述のようにSLMモジュール10をレーザ光の強度変調手段すなわちマスク処理手段として用いることもできる。この場合、上記ホログラムは合成せず、眼底の画像処理後の蛍光像がそのままSLMモジュール10に書き込まれる（ホログラム合成に要する時間が短縮される）。レーザ光は、前述のようにSLM
0 モジュール10によって空間的な強度変調すなわちマスク処理が施され、被検眼の眼底に照射される（図6）。この時、レーザ光の元々の光束パターンI1は眼底の観察領域に一致し、SLMモジュール10によるマスク処理で設定された照射領域I2は新生血管領域Nの位置及び形状に一致して照射されることとなる。以後、SLMモジュール10に上記ホログラムパターンを書き込んだ時と同様に処理が行われる。

5 なお、観察系200と投光系300とで光路を共有する部分、すなわちミラーM1と対物レンズL1との間にズーム光学系（図示しない）を挿入しても構わな

い。ズーム光学系により、被検眼Eの眼底の着目している領域のみをズームして観察し、その観察領域に元々の光束が一致したレーザ光を照射することができる。このズーム機能は、SLMモジュール10をレーザ光のマスク処理手段として用いた場合に特に効果を発揮する。この場合の操作手順を説明する（上記と重複する内容は省略する）。

まず、ズーム機能を働かせない状態で、図3で示したように通常光により被検眼Eの眼底を観察し、励起フィルタF1及びバリアフィルタF2を挿入して図4で示したように眼底の蛍光像を観察する。次に、固視灯等を用いて被検眼Eを誘導し、新生血管領域Nを画像のできるだけ中心部に位置させる（図7）。

そして、ズーム機能を働かせて新生血管領域Nを含む中心部を拡大観察する（図8）。

次に、画像処理装置C1を用いて、モニタC2上でこの拡大された蛍光像に上記と同様の画像処理を加え（図9）、SLMモジュール10に、この画像処理後の蛍光像を書き込んで半導体レーザS2をオンする。

レーザ光はSLMモジュール10によってマスク処理を施され、被検眼Eの眼底に照射される（図10）。

この時、レーザ光の元々の光束パターンI1は眼底の拡大観察領域に一致し、SLMモジュール10によるマスク処理で設定された照射領域I2は新生血管領域Nの位置及び形状に一致して照射されることとなる。

ズーム機能を用いた場合には、新生血管領域Nが、観察された画像の広い範囲を占める。その結果、SLMモジュール10によるマスク処理後のレーザ光の強度が0になる領域が、ズーム機能がない時に比べて小さくなり、半導体レーザS2から出射されるレーザ光を効率良く治療に使うことが可能になる。

レーザ光源S2は、半導体レーザに限らない。例えば、エキシマダイレーザや光パラメトリック発振器（OPO）レーザでも構わない。レーザ光源S2から出射されるレーザ光は、光ファイバによる導光を用いてもよい。

図 1 1 は、光ファイバ F による導光を用いたレーザ治療装置のシステム構成図である。本装置では、光源 S 2 から出射されたレーザ光は集光レンズ L 1 0 によって光ファイバ F の入力端面上に集光され、当該光ファイバ F 内を通過して、その出力端面上から出力し、コリメータレンズ L 9 に入射することとされている。他の構成は図 2 に示したものと同一である。光ファイバ導光にすれば、本装置本体

内に配置できないような大型のレーザ光源にも対応が可能である。

光源 S 1 は、半導体レーザ等でも構わない。半導体レーザを用いれば、光感受性物質の効率のよい励起が可能になり、眼底の蛍光の観察が容易になる。その場合には、励起フィルタ F 1 やバリアフィルタ F 2 は、半導体レーザの波長等に応じて選択される。

光源 S 1 は、フィルタを挿入しないで通常光により眼底を観察する時とフィルタを挿入して励起光により眼底の蛍光を観察する時とで光強度の強弱をつけるようにしてもよい。眼底の蛍光を観察する時に光源 S 1 の光強度を増強することで、光感受性物質の効率のよい励起が可能になり、眼底の蛍光の観察が容易になる。

光感受性物質は、ATX-S 1 0 に限らない。例えば、ポリフィマーナトリウムやベンゾポルフィリン誘導体 (BPD) でも構わない。ポリフィマーナトリウムが使用される場合には、新生血管に集積するまでの時間は 2 4 ~ 7 2 時間となり、波長 6 3 0 nm のレーザ光源 S 2 が選択される。BPD が使用される場合には、新生血管に集積するまでの時間は 5 ~ 3 0 分程度となり、波長 6 9 0 nm のレーザ光源 S 2 が選択される。

さらに、これらの光感受性物質が使用される場合には、励起フィルタ F 1 やバリアフィルタ F 2 は、光感受性物質の蛍光波長等に応じて選択される。

光感受性物質の投与方法は、静脈内注射としたが、動脈内注射や点眼であってもよい。

また、ハーフミラー M 3 は、フリップミラーに取り替えることもできる。

図 1 2 は、ハーフミラー M 3 に代えてフリップミラーを用いたレーザ治療装置

のシステム構成図である。光源 S 1 からの光を照明して眼底の観察を行う場合には、フリップミラー M 3 を X の位置に配置する。レーザ光源 S 2 からのレーザ光を照射して治療を行う場合には、フリップミラー M 3 を Y の位置に配置する（光源 S 1 からの光は遮蔽される）。他の構成は図 2 に示したものと同一である。

- 5 以上、眼科におけるレーザ治療装置を例示したが、本発明は、その他の応用、例えば各種腫瘍のレーザ治療装置として構成することも可能である。

10 上述のレーザ治療装置によれば、レーザ光の照射領域設定用に反射型の素子（空間光変調器）を用いており、レーザ光の反射率が 99% 程度であるため、従来例に比べてレーザ光の利用効率に優れている。また、この反射型空間光変調器に生

10 体病変部を含む観察像の計算機合成ホログラムを書き込む方法を用いれば、遮光されて利用されることのないレーザ光をなくして、レーザ光の光量を最大限に利用することができる。この場合、本実施形態の空間光変調器は画素構造がないので、レーザ光の利用効率を非常に高くすることができ、上記の反射率も考慮して 95% 以上の利用効率を得ることができる。

- 5 以上、説明したように、上記実施の形態に係るレーザ治療装置は、被治療領域内にレーザ光 L I を照射するレーザ治療装置において、所定のパターンが表示される反射型の空間光変調器 1 1 と、空間光変調器 1 1 にレーザ光 L R を照射する
- 10 レーザ光源 S 2 と、空間光変調器 1 1 によって反射されたレーザ光が被治療領域内に照射されるように配置された光学系 1 6（すなわち、L 8, M 3, L 2, M 1, L 1）とを備えることを特徴とする。本構成を用いた場合、レーザ光の反射率を、透過型の素子を用いた場合よりも十分に高くすることができるので、高効率でレーザ光照射を行うことができる。

- 5 この所定のパターンは、空間光変調器 1 1 によって反射されたレーザ光が被治療領域において被治療領域の像と同じ形状となるように設定されたホログラムパターンであることが好ましく、この場合には全反射レーザ光を有効利用することができる。

また、上述の装置においては、図 1 を参照すると、前記パターンを表示する L C D 1 2 を S L M 1 1 に隣接させて配置し、光源 S 2 とは別の光源 1 4 (図 1 参照) から出射されたレーザ光 L R を、L C D 1 2 を介して空間光変調器 1 1 に照射することにより、S L M 1 1 に前記パターンを書き込むことで、S L M 1 1 に前記パターンを表示している。

S L M 1 1 は、図 1 3 に示したように、光が照射された領域のインピーダンスが低下する光センサ膜 1 1 L と、レーザ光を透過する透明電極 1 1 E と、光センサ膜 1 1 L と透明電極 1 1 E との間に介在する液晶層 1 1 C と、レーザ光の反射を行う誘電体ミラー 1 1 M とを備えている。

また、眼底 E を照明するための照明系 1 0 0 と、眼底 E を観察する観察系 2 0 0 とを備えている。

更に、観察系 2 0 0 は眼底 E から発した蛍光のみを透過させる光学フィルタ L 2 を備えている。

また、観察系 2 0 0 は、眼底 E からの蛍光像を撮像するビデオカメラ V 1 を備え、ビデオカメラ V 1 によって撮像された蛍光像に基づいて、S L M 1 1 に表示される前記所定のパターンが作成されている。

また、図 1 1 に示した装置においては、光源 S 2 と S L M 1 1 との間のレーザ光の伝達は光ファイバを用いて行うこととした。

また、図 1 2 に示した装置においては、照明系からの照明光と、光源 S 2 からのレーザ光を、これらの光の共通の経路内に配置され、移動するフリップミラー M 3 を用いて、選択的に眼底 E に導く構成とした。

産業上の利用可能性

本発明は、P D T 等のレーザ治療の分野で用いられるレーザ治療装置に利用することができる。

請求の範囲

1. 被治療領域内にレーザ光を照射するレーザ治療装置において、所定のパターンが表示される反射型の空間光変調器と、前記空間光変調器にレーザ光を照射するレーザ光源と、前記空間光変調器によって反射されたレーザ光が前記被治療領域内に照射されるように配置された光学系とを備えることを特徴とするレーザ治療装置。

2. 前記所定のパターンは、前記空間光変調器によって反射されたレーザ光が前記被治療領域において前記被治療領域の像と同じ形状となるように設定されたホログラムパターンであることを特徴とする請求の範囲第1項に記載のレーザ治療装置。

3. 前記パターンを表示する液晶表示器を前記空間光変調器に隣接させて配置し、前記光源とは別の光源から出射されたレーザ光を、前記液晶表示器を介して前記空間光変調器に照射することにより、前記空間光変調器に前記パターンを書き込むことで、前記空間光変調器に前記パターンを表示することを特徴とする請求の範囲第1項に記載のレーザ治療装置。

4. 前記空間光変調器は、光が照射された領域のインピーダンスが低下する光センサ膜と、レーザ光を透過する透明電極と、前記光センサ膜と前記透明電極との間に介在する液晶層と、レーザ光の前記反射を行う誘電体ミラーとを備えることを特徴とする請求の範囲第3項に記載のレーザ治療装置。

5. 前記被治療領域を照明するための照明系と、前記被治療領域を観察する観察系とを備えることを特徴とする請求の範囲第1項に記載のレーザ治療装置。

6. 前記観察系は前記被治療領域から発した蛍光のみを透過させる光学フィルタを備えることを特徴とする請求の範囲第5項に記載のレーザ治療装置。

7. 前記観察系は、前記被治療領域からの蛍光像を撮像するビデオカメラを備え、前記ビデオカメラによって撮像された前記蛍光像に基づいて、前記空間

光変調器に表示される前記所定のパターンが作成されることを特徴する請求の範囲第 5 項に記載のレーザ治療装置。

図1A

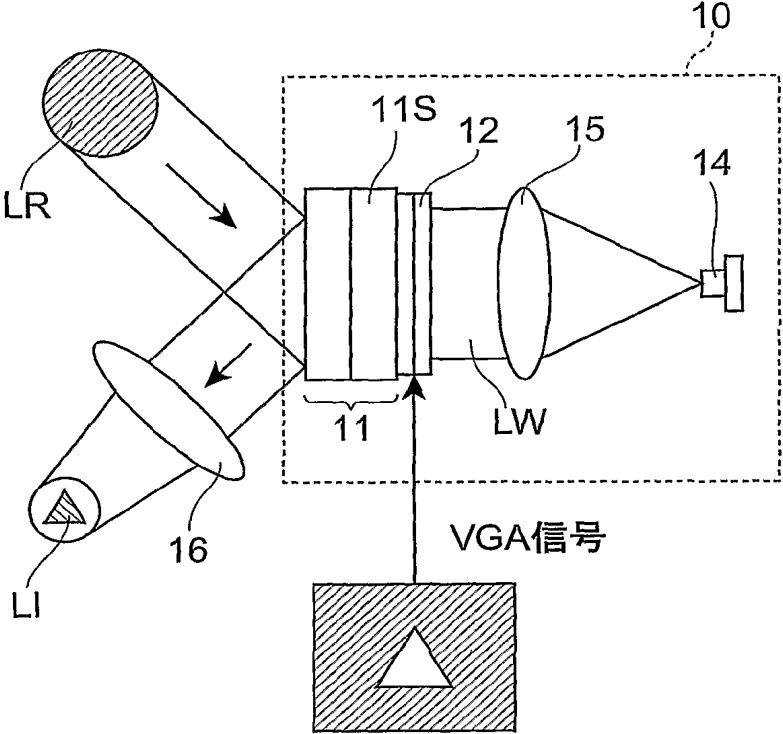


図1B

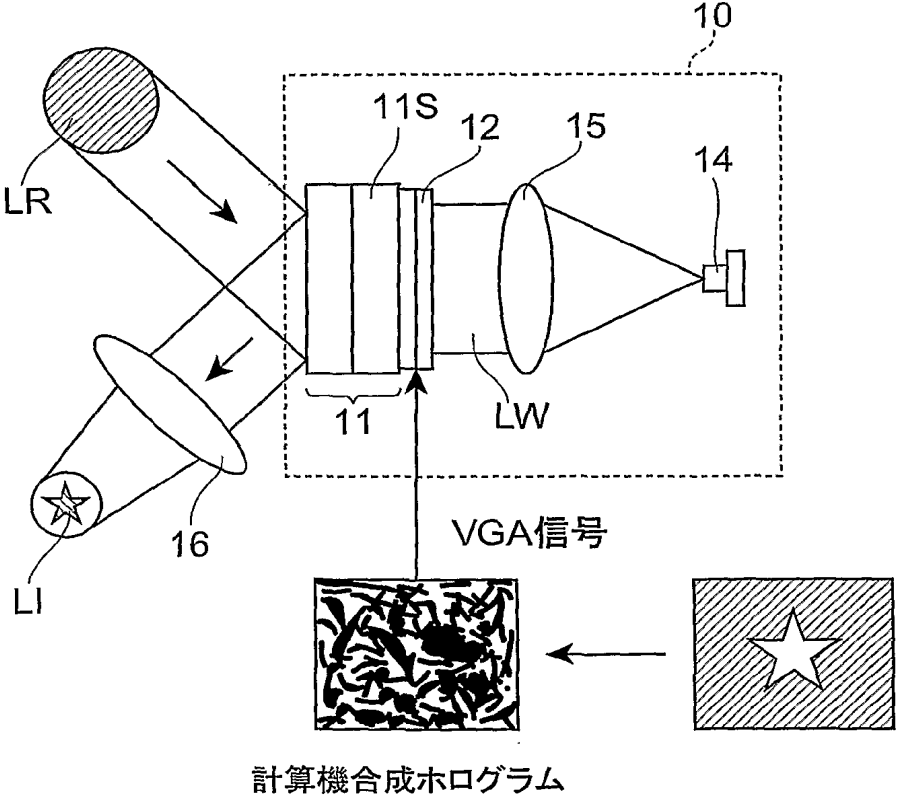


図2

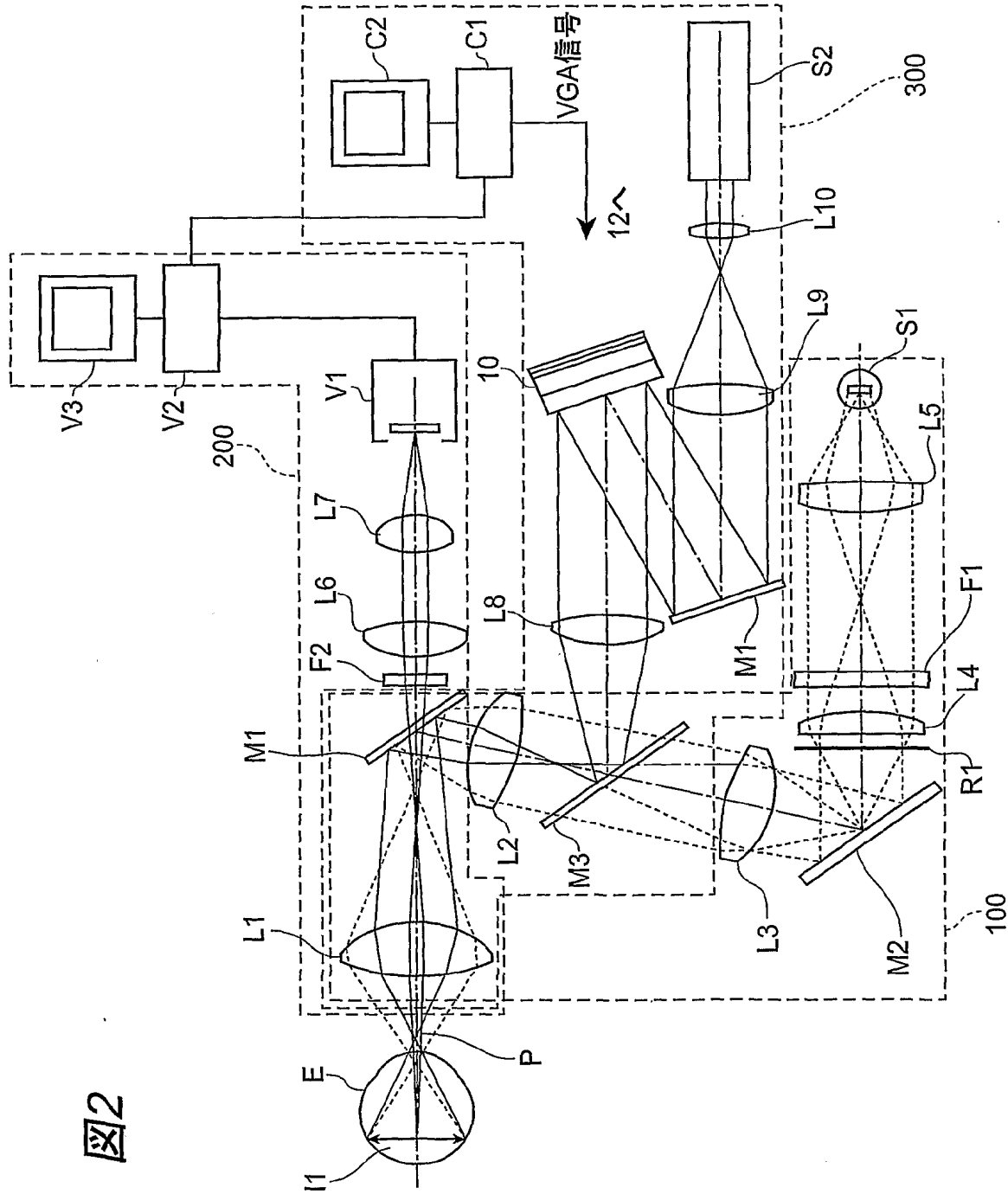


図3

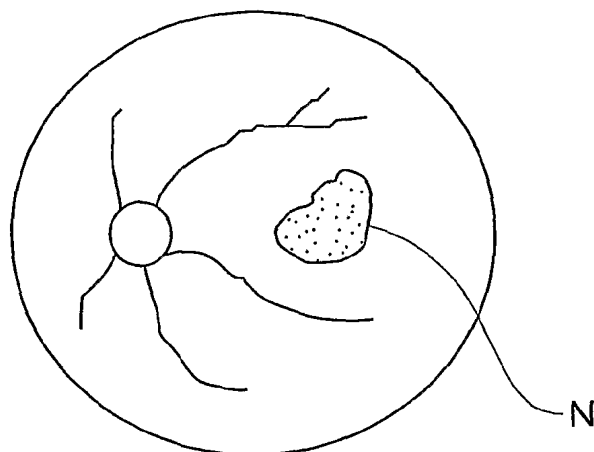


図4

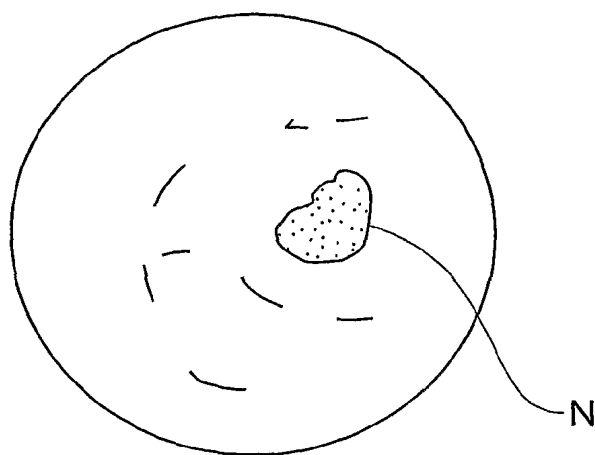


図5

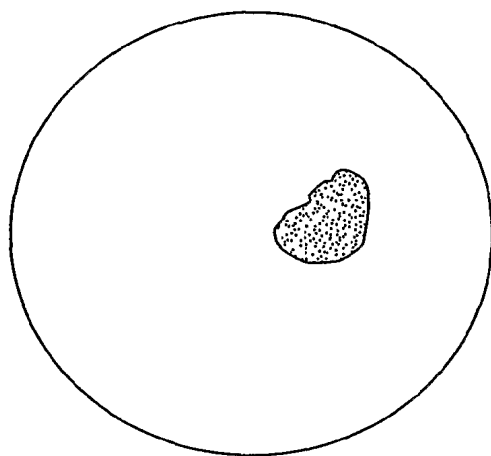


図6

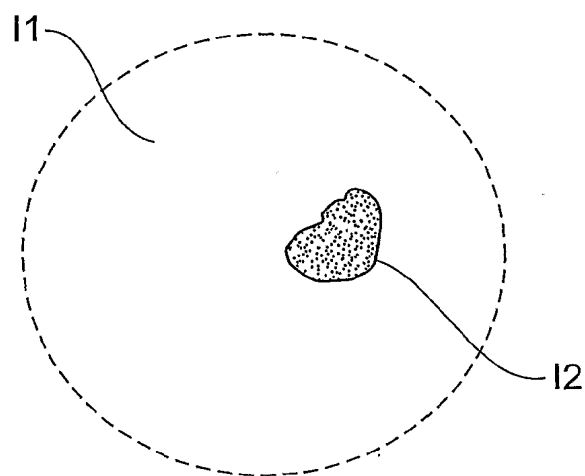


図7

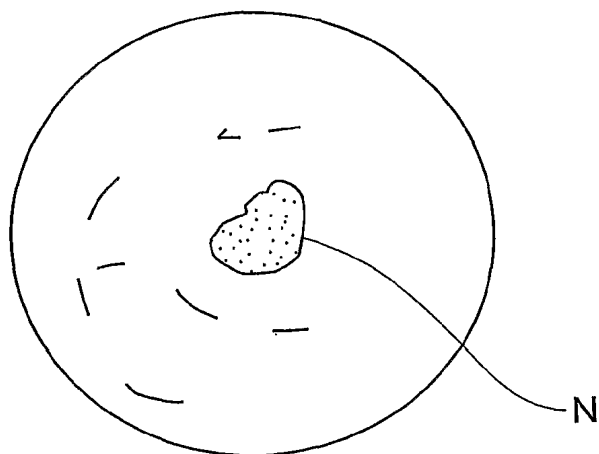


図8

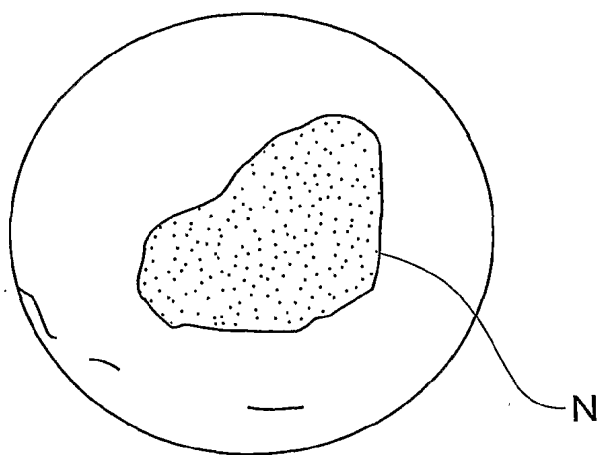


図9

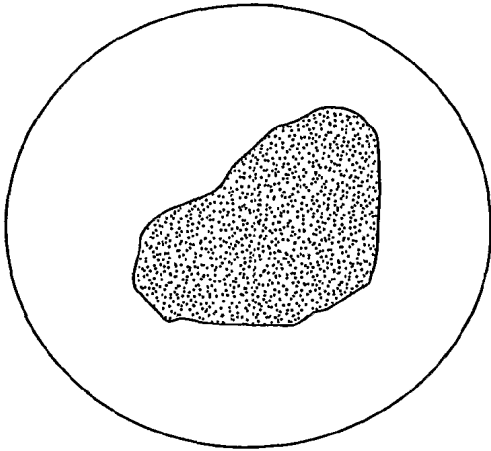
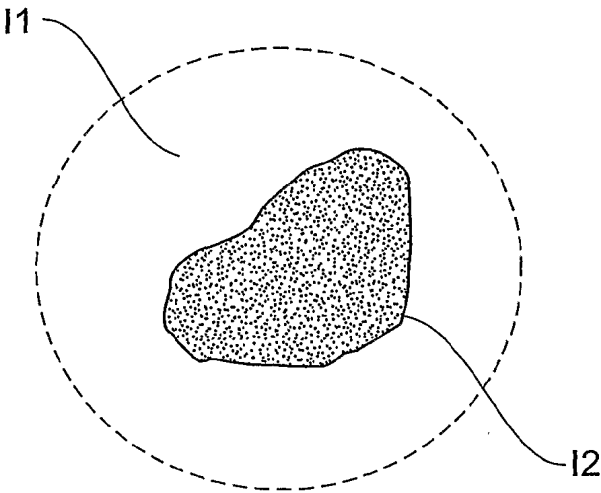


図10



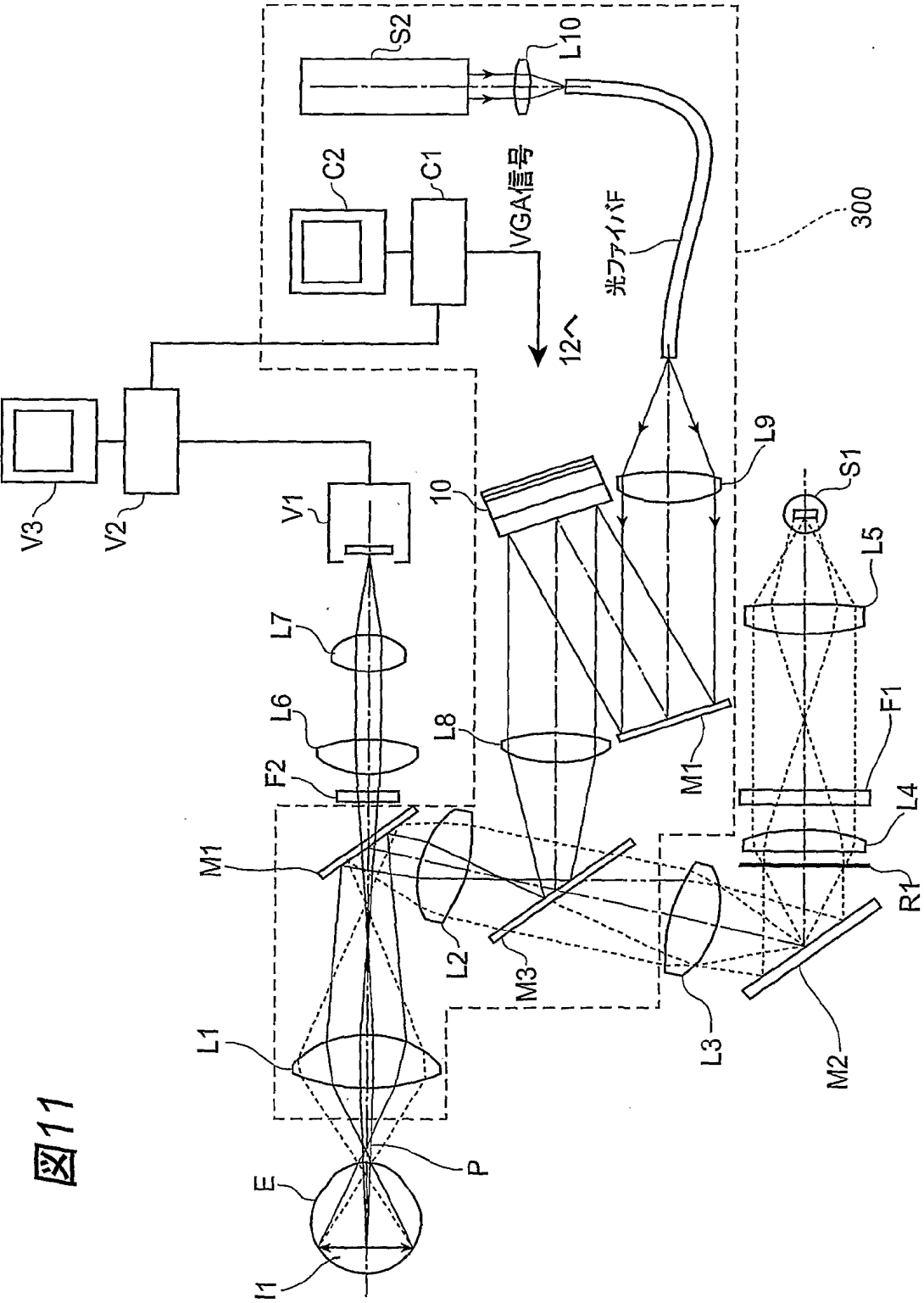


図11

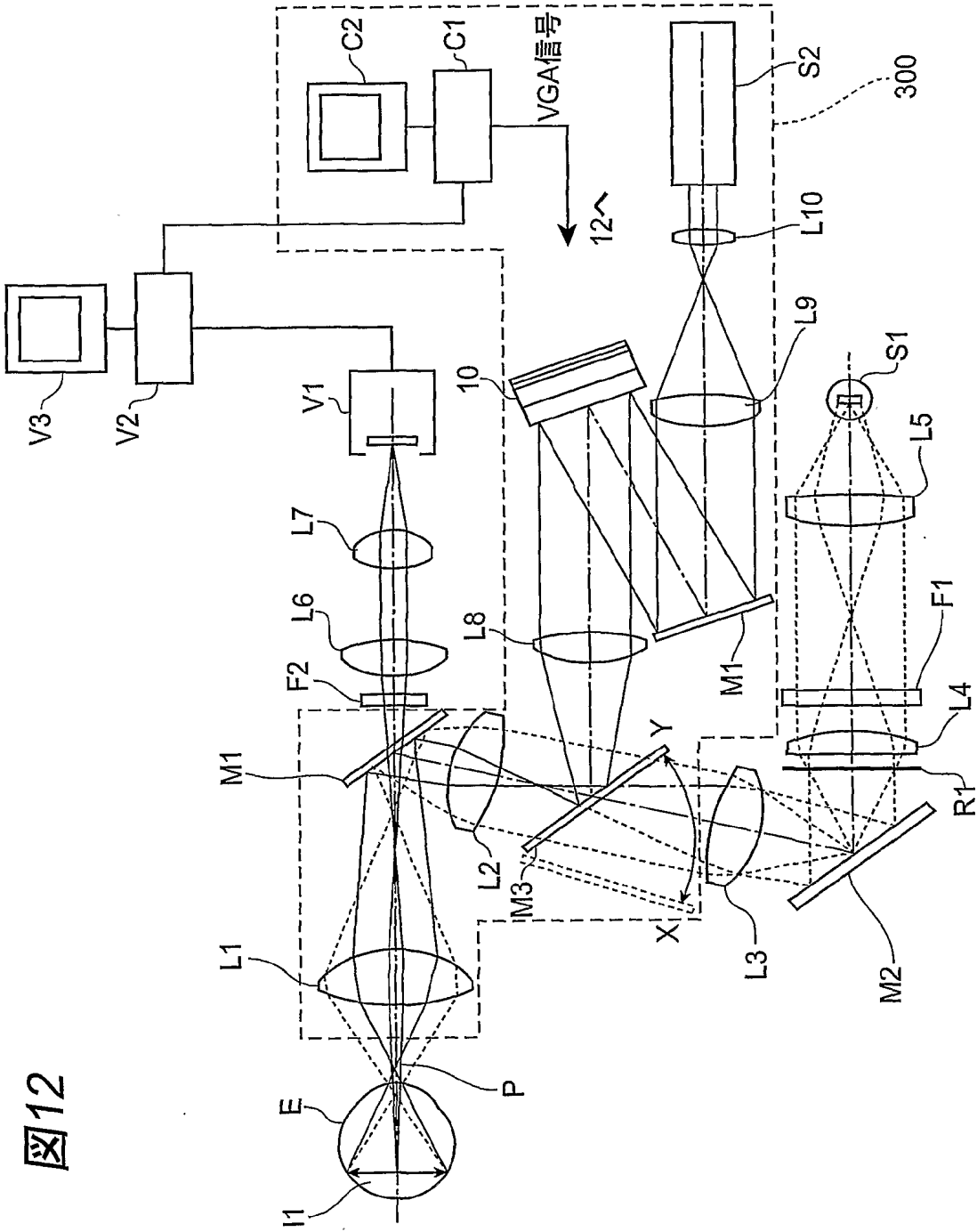
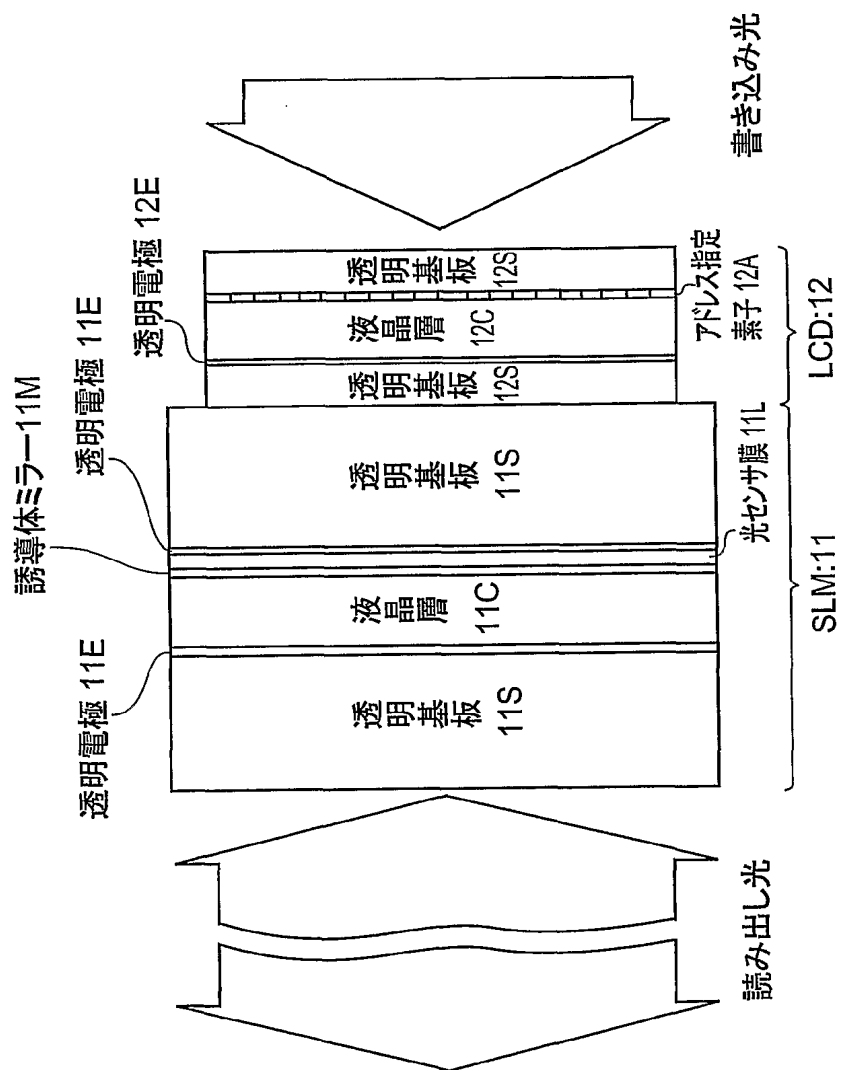


図12

13



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP01/03633

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
Int.Cl⁷ A61N 5/06, A61F 9/00, A61B18/20

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

Int.Cl⁷ A61N 5/06, A61F 9/00, A61B18/20

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho 1926-1996 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2001

Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2001 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2001

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

| Category* | Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages | Relevant to claim No. |
|-----------|--|-----------------------|
| A | JP 6-63164 A (Olympus Optical Company Limited), 08 March, 1994 (08.03.94), Full text (Family: none) | 1-7 |
| A | JP 11-221209 A (Toshiba Corporation), 17 August, 1999 (17.08.99), Full text (Family: none) | 1-7 |

☐ Further documents are listed in the continuation of Box C.

☐ See patent family annex.

| | |
|---|--|
| * Special categories of cited documents: | "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention |
| "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance | "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone |
| "E" earlier document but published on or after the international filing date | "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art |
| "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) | "&" document member of the same patent family |
| "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means | |
| "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed | |

Date of the actual completion of the international search
24 July, 2001 (24.07.01)

Date of mailing of the international search report
07 August, 2001 (07.08.01)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))

Int. C1⁷ A61N 5/06, A61F 9/00, A61B18/20

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC))

Int. C1⁷ A61N 5/06, A61F 9/00, A61B18/20

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報 1926-1996年

日本国公開実用新案公報 1971-2001年

日本国登録実用新案公報 1994-2001年

日本国実用新案登録公報 1996-2001年

国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)

C. 関連すると認められる文献

| 引用文献の カテゴリー* | 引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示 | 関連する 請求の範囲の番号 |
|-----------------|---|------------------|
| A | JP 6-63164 A (オリンパス光学工業株式会社) 8. 3月. 1994 (08. 03. 94), 全文 (ファミリーなし) | 1-7 |
| A | JP 11-221209 A (株式会社東芝) 17. 8月. 1999 (17. 08. 99), 全文 (ファミリーなし) | 1-7 |

☐ C欄の続きにも文献が列挙されている。☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの

「E」 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの

「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)

「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献

「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献

「T」 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの

「X」 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの

「Y」 特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの

「&」 同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

24. 07. 01

国際調査報告の発送日

07.08.01

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁 (ISA/JP)

郵便番号100-8915

東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官 (権限のある職員)

中田 誠二郎

3E

9252

電話番号 03-3581-1101 内線 3344